

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日
Date of Application:

2002年11月27日

出 願 番 号
Application Number:

特願2002-343649

[ST.10/C]:

[JP2002-343649]

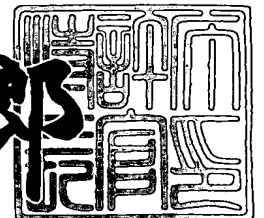
出 願 人
Applicant(s):

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

2003年 6月23日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3049258

【書類名】 特許願

【整理番号】 16CT02147

【提出日】 平成14年11月27日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/03

【発明の名称】 X線制御方法およびX線画像撮影装置

【請求項の数】 16

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

 【氏名】 瀬川 晃司

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

 【氏名】 関口 淳子

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

 【氏名】 藤谷 京子

【特許出願人】

 【識別番号】 300019238

 【氏名又は名称】 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テク
ノロジー・カンパニー・エルエルシー

【代理人】

 【識別番号】 100085187

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 井島 藤治

【選任した代理人】

 【識別番号】 100090424

【弁理士】

【氏名又は名称】 鮫島 信重

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 009542

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0005611

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線制御方法およびX線画像撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線管から撮影の対象にX線を照射して透過X線を検出し、X線検出信号に基づいて画像を生成するX線画像撮影装置のためのX線制御方法であって、

撮影の対象についてX線の被曝線量の上限值を設定し、
被曝線量が上限値を超えないようにX線管の管電流を調節する、
ことを特徴とするX線制御方法。

【請求項2】 前記X線画像撮影装置はX線CT装置である、
ことを特徴とする請求項1に記載のX線制御方法。

【請求項3】 前記X線CT装置はヘリカルスキャンによって撮影を行う、
ことを特徴とする請求項2に記載のX線制御方法。

【請求項4】 前記管電流の調節は、撮影プロトコルに基づいて被曝線量の予測値を求め、予測値が前記上限値を超えるととき撮影プロトコルにおける管電流設定値を変更する、ことにより行う、
ことを特徴とする請求項2または請求項3に記載のX線制御方法。

【請求項5】 前記管電流設定値は、スライス位置ごとに設定されている、
ことを特徴とする請求項4に記載のX線制御方法。

【請求項6】 前記変更は、前記予測値を D_c とし前記上限値を D_u としたとき、管電流設定値 I を

【数1】

$$I' = I \cdot (D_u / D_c)^{1/2}$$

に変更する、ことにより行う、
ことを特徴とする請求項5に記載のX線制御方法。

【請求項7】 X線管から撮影の対象にX線を照射して透過X線を検出し、X線検出信号に基づいて画像を生成するX線画像撮影装置であって、
撮影の対象についてX線の被曝線量の上限值を設定する設定手段と、

被曝線量が上限値を超えないようにX線管の管電流を調節する調節手段と、
を具備することを特徴とするX線画像撮影装置。

【請求項 8】 前記X線画像撮影装置はX線CT装置である、
ことを特徴とする請求項 7 に記載のX線画像撮影装置。

【請求項 9】 前記X線CT装置はヘリカルスキャンによって撮影を行う、
ことを特徴とする請求項 8 に記載のX線画像撮影装置。

【請求項 1 0】 前記調節手段は、撮影プロトコルに基づいて被曝線量の予
測値を求め、予測値が前記上限値を超えるとき撮影プロトコルにおける管電流設
定値を変更する、
することを特徴とする請求項 8 または請求項 9 に記載のX線画像撮影装置。

【請求項 1 1】 前記管電流設定値は、スライス位置ごとに設定されている
ことを特徴とする請求項 1 0 に記載のX線画像撮影装置。

【請求項 1 2】 前記調節手段は、前記予測値を D_c とし前記上限値を D_u
としたとき、管電流設定値 I を

【数 2】

$$I' = I \cdot (D_u / D_c)^{1/2}$$

に変更する、

することを特徴とする請求項 1 1 に記載のX線画像撮影装置。

【請求項 1 3】 X線管から撮影の対象にX線を照射して透過X線を検出し
、X線検出信号に基づいて画像を生成するX線画像撮影装置であって、
撮影の対象の過去のX線の被曝線量を計算する計算手段と、
被曝線量の計算値を表示する表示手段と、
を具備することを特徴とするX線画像撮影装置。

【請求項 1 4】 前記計算手段は、撮影の対象の過去の撮影データに基づい
て被曝線量を計算する、
ことを特徴とする請求項 1 3 に記載のX線画像撮影装置。

【請求項 1 5】 前記計算手段は、過去の撮影データをサーバーから取得す

る、

ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 1 6】 前記 X 線画像撮影装置は X 線 C T 装置である、
ことを特徴とする請求項 1 3 ないし請求項 1 5 のうちのいずれか 1 つに記載の X
線画像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X 線制御方法および X 線画像撮影装置に関し、特に、X 線管の管電
流を制御する方法、および、X 線管の管電流を制御しつつ撮影を行う X 線画像撮
影装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来、X 線 C T (c o m p u t e d T o m o g r a p h y) 装置では、X 線
管の管電流が撮影開始前に設定される（例えば特許文献 1 参照）。

【0 0 0 3】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 1 - 4 3 9 3 3 号公報（第 4 - 5 頁、図 5 - 9）

【0 0 0 4】

【発明が解決しようとする課題】

撮影対象にとっては、X 線の被曝線量ができるだけ少ないことが望ましいが、
上記のような管電流の設定においては、主として撮影の画質が重視され、被曝線
量の低減は必ずしも重要視されない。

【0 0 0 5】

そこで、本発明の課題は、被曝線量の低減を可能にする X 線制御方法、および
、そのような方法で X 線制御を行う X 線画像撮影装置を実現することである。

【0 0 0 6】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記の課題を解決するためのひとつの観点での本発明は、X 線管から撮

影の対象にX線を照射して透過X線を検出し、X線検出信号に基づいて画像を生成するX線画像撮影装置のためのX線制御方法であって、撮影の対象についてX線の被曝線量の上限值を設定し、被曝線量が上限値を超えないようにX線管の管電流を調節する、ことを特徴とするX線制御方法である。

【0007】

(2) 上記の課題を解決するための他の観点での本発明は、X線管から撮影の対象にX線を照射して透過X線を検出し、X線検出信号に基づいて画像を生成するX線画像撮影装置であって、撮影の対象についてX線の被曝線量の上限值を設定する設定手段と、被曝線量が上限値を超えないようにX線管の管電流を調節する調節手段と、を具備することを特徴とするX線画像撮影装置である。

【0008】

(1) および(2)に記載の各観点での発明では、撮影の対象についてX線の被曝線量の上限值を設定し、被曝線量が上限値を超えないようにX線管の管電流を調節するので、撮影の対象の被曝線量を低減することができる。

【0009】

前記X線画像撮影装置はX線CT装置であることが、低被曝線量で断層像を撮影する点で好ましい。前記X線CT装置はヘリカルスキャンによって撮影を行うことが、広範囲にわたる断層像を低被曝線量で撮影する点で好ましい。

【0010】

前記管電流の調節は、撮影プロトコルに基づいて被曝線量の予測値を求め、予測値が前記上限値を超えるととき撮影プロトコルにおける管電流設定値を変更することによって行うことが、低被曝線量による断層像撮影を適切に行う点で好ましい。

【0011】

前記管電流設定値は、スライス位置ごとに設定されていることが、スライス位置にかかわらず断層像の品質を一定にする点で好ましい。前記変更は、前記予測値を D_c とし前記上限値を D_u としたとき、管電流設定値 I を

【0012】

【数 3】

$$I' = I \cdot (Du/Dc)^{1/2}$$

【0 0 1 3】

に変更する、ことによって行うことが、スライス位置にかかわらず断層像のイメージSDを一定にする点で好ましい。

【0 0 1 4】

(3) 上記の課題を解決するための他の観点での本発明は、X線管から撮影の対象にX線を照射して透過X線を検出し、X線検出信号に基づいて画像を生成するX線画像撮影装置であって、撮影の対象の過去のX線の被曝線量を計算する計算手段と、被曝線量の計算値を表示する表示手段と、具備することを特徴とするX線画像撮影装置である。

【0 0 1 5】

この観点での発明では、計算手段で撮影の対象の過去の被曝線量を計算し、表示手段で被曝線量の計算値を表示するので、新規撮影時の被曝線量を低減することが可能となる。

【0 0 1 6】

前記計算手段は、撮影の対象の過去の撮影データに基づいて被曝線量を計算することが、被曝線量を正しく計算する点で好ましい。前記計算手段は、過去の撮影データをサーバーから取得することが、データ取得が容易な点で好ましい。前記X線画像撮影装置はX線CT装置であることが、断層像撮影時の被曝線量を低減する点で好ましい。

【0 0 1 7】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1にX線CT装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、本装置は、走査ガントリ (g a n t r y) 2、撮影テーブル (t a b l e) 4 および操作コンソール (c o n s o l e) 6 を備えている。走査ガントリ 2 は X 線管 2 0 を有する。X 線管 2 0 から放射された図示しない X 線は、コリメータ 2 2 により扇状の X 線ビームすなわちファンビーム (f a n b e a m) となるように成形され、X 線検出器 2 4 に照射される。

【 0 0 1 9 】

X 線検出器 2 4 は、扇状の X 線ビームの広がりの方にアレイ状に配列された複数の検出素子を有する。X 線検出器 2 4 の構成については後にあらためて説明する。X 線管 2 0、コリメータ 2 2 および X 線検出器 2 4 は、X 線照射・検出装置を構成する。X 線照射・検出装置については後にあらためて説明する。

【 0 0 2 0 】

X 線検出器 2 4 にはデータ収集部 2 6 が接続されている。データ収集部 2 6 は X 線検出器 2 4 の個々の検出素子の検出信号をデジタルデータ (d i g i t a l d a t a) として収集する。

【 0 0 2 1 】

X 線管 2 0 からの X 線の照射は、X 線コントローラ (c o n t r o l l e r) 2 8 によって制御される。なお、X 線管 2 0 と X 線コントローラ 2 8 との接続関係については図示を省略する。コリメータ 2 2 は、コリメータコントローラ 3 0 によって制御される。なお、コリメータ 2 2 とコリメータコントローラ 3 0 との接続関係については図示を省略する。

【 0 0 2 2 】

以上の X 線管 2 0 からコリメータコントローラ 3 0 までのものが、走査ガントリ 2 の回転部 3 4 に搭載されている。回転部 3 4 の回転は、回転コントローラ 3 6 によって制御される。なお、回転部 3 4 と回転コントローラ 3 6 との接続関係については図示を省略する。

【 0 0 2 3 】

撮影テーブル 4 は、図示しない撮影の対象を走査ガントリ 2 の X 線照射空間に搬入および搬出するようになっている。対象と X 線照射空間との関係については

後にあらためて説明する。

【 0 0 2 4 】

操作コンソール 6 はデータ処理装置 6 0 を有する。データ処理装置 6 0 は、例えばコンピュータ (c o m p u t e r) 等によって構成される。データ処理装置 6 0 には、制御インタフェース (i n t e r f a c e) 6 2 が接続されている。制御インタフェース 6 2 には、走査ガントリ 2 と撮影テーブル 4 が接続されている。データ処理装置 6 0 は制御インタフェース 6 2 を通じて走査ガントリ 2 および撮影テーブル 4 を制御する。

【 0 0 2 5 】

走査ガントリ 2 内のデータ収集部 2 6、X線コントローラ 2 8、コリメータコントローラ 3 0 および回転コントローラ 3 6 が制御インタフェース 6 2 を通じて制御される。なお、それら各部と制御インタフェース 6 2 との個別の接続については図示を省略する。

【 0 0 2 6 】

データ処理装置 6 0 には、また、データ収集バッファ 6 4 が接続されている。データ収集バッファ 6 4 には、走査ガントリ 2 のデータ収集部 2 6 が接続されている。データ収集部 2 6 で収集されたデータがデータ収集バッファ 6 4 を通じてデータ処理装置 6 0 に入力される。

【 0 0 2 7 】

データ処理装置 6 0 は、データ収集バッファ 6 4 を通じて収集した複数ビューの透過 X 線データを用いて画像再構成を行う。画像再構成には、例えばフィルタード・バックプロジェクション (f i l t e r e d b a c k p r o j e c t i o n) 法等が用いられる。

【 0 0 2 8 】

データ処理装置 6 0 には、また、記憶装置 6 6 が接続されている。記憶装置 6 6 は各種のデータやプログラム (p r o g r a m) 等を記憶している。データ処理装置 6 0 が記憶装置 6 6 に記憶されたプログラムを実行することにより、撮影に関わる各種のデータ処理が行われる。

【 0 0 2 9 】

データ処理装置 6 0 には、また、表示装置 6 8 および操作装置 7 0 が接続されている。表示装置 6 8 は、データ処理装置 6 0 から出力される再構成画像やその他の情報を表示する。操作装置 7 0 は、使用者によって操作され、各種の指示や情報等をデータ処理装置 6 0 に入力する。使用者は表示装置 6 8 および操作装置 7 0 を使用してインタラクティブ (i n t e r a c t i v e) に本装置を操作する。

【 0 0 3 0 】

図 2 に、X 線検出器 2 4 の模式的構成を示す。同図に示すように、X 線検出器 2 4 は、多数の検出素子 2 4 (i) を 1 次元のアレイ状に配列した多チャンネルの X 線検出器となっている。i はチャンネル番号であり例えば $i = 1 \sim 1000$ である。検出素子 2 4 (i) は、全体として、円筒凹面状に湾曲した X 線入射面を形成する。

【 0 0 3 1 】

X 線検出器 2 4 は、図 3 に示すように、複数の検出素子 2 4 (i k) を 2 次元のアレイ状に配列したものであってよい。複数の検出素子 2 4 (i k) は、全体として、円筒凹面状に湾曲した X 線入射面を形成する。k は列番号であり例えば $k = 1, 2, 3, 4$ である。検出素子 2 4 (i k) は、列番号 k が同一なもの同士でそれぞれ検出素子列を構成する。なお、X 線検出器 2 4 の検出素子列は 4 列に限るものではなく、それ以上または以下の複数であってよい。

【 0 0 3 2 】

検出素子 2 4 (i k) は、例えばシンチレータ (s c i n t i l l a t o r) とフォトダイオード (p h o t o d i o d e) の組み合わせによって構成される。なお、これに限るものではなく、例えばカドミウム・テルル (C d T e) 等を利用した半導体検出素子、あるいは、キセノン (X e) ガスを利用した電離箱型の検出素子であってよい。

【 0 0 3 3 】

図 4 に、X 線照射・検出装置における X 線管 2 0 とコリメータ 2 2 と X 線検出器 2 4 の相互関係を示す。なお、図 4 の (a) は走査ガントリ 2 の正面から見た状態を示す図、(b) は側面から見た状態を示す図である。同図に示すように、

X線管 2 0 から放射された X 線は、コリメータ 2 2 により扇状の X 線ビーム 4 0 0 となるように成形されて X 線検出器 2 4 に照射される。

【 0 0 3 4 】

図 4 の (a) では、扇状の X 線ビーム 4 0 0 の広がりを示す。X 線ビーム 4 0 0 の広がり方向は、X 線検出器 2 4 におけるチャンネルの配列方向に一致する。

(b) では X 線ビーム 4 0 0 の厚みを示す。X 線ビーム 4 0 0 の厚み方向は、X 線検出器 2 4 における複数の検出素子列の並設方向に一致する。

【 0 0 3 5 】

このような X 線ビーム 4 0 0 の扇面に体軸を交差させて、例えば図 5 に示すように、撮影テーブル 4 に載置された対象 8 が X 線照射空間に搬入される。走査ガントリ 2 は、内部に X 線照射・検出装置を包含する筒状の構造になっている。

【 0 0 3 6 】

X 線照射空間は走査ガントリ 2 の筒状構造の内側空間に形成される。X 線ビーム 4 0 0 によってスライスされた対象 8 の像が X 線検出器 2 4 に投影される。X 線検出器 2 4 によって、対象 8 を透過した X 線が検出される。対象 8 に照射する X 線ビーム 4 0 0 の厚み t_h は、コリメータ 2 2 のアパーチャの開度により調節される。

【 0 0 3 7 】

X 線管 2 0、コリメータ 2 2 および X 線検出器 2 4 からなる X 線照射・検出装置は、それらの相互関係を保ったまま対象 8 の体軸の周りを連続的に回転（スキャン）する。X 線照射・検出装置の回転と並行して、矢印 4 2 で示すように撮影テーブル 4 を対象 8 の体軸方向に連続的に移動させるときは、X 線照射・検出装置は、対象 8 に関して相対的に、対象 8 を包囲する螺旋状の軌道に沿って回転することになり、いわゆるヘリカルスキャン（helical scan）が行われる。撮影テーブル 4 を静止させた状態でスキャンを行うときは、スライス位置を固定したスキャンすなわちアキシアルスキャン（axial scan）が行われるのはいうまでもない。

【 0 0 3 8 】

スキャンの 1 回転あたり複数（例えば 1 0 0 0 程度）のビューの投影データが

収集される。投影データの収集は、X線検出器 2 4 - データ収集部 2 6 - データ収集バッファ 6 4 の系列によって行われる。

【0 0 3 9】

X線検出器 2 4 の検出素子列が 4 列となっている場合、図 6 に示すように、4 スライス分のデータが一挙に収集される。データ処理装置 6 0 は、4 スライス分の投影データを使用して画像再構成を行う。

【0 0 4 0】

隣り合うスライスの中心間の距離を s とし、ヘリカルスキンの 1 回転あたりの、X線照射・検出装置の体軸方向の移動距離を L としたとき、 L/s をヘリカルスキンのピッチという。

【0 0 4 1】

このようなスキンを行うに先立って、対象 8 に応じた線量調節が行われる。線量調節はX線管の管電流時間積すなわちいわゆるミリアンペア・セカンド ($\text{mA} \cdot \text{s}$) を調節することにより行われる。以下、管電流時間積を単に管電流ともいう。対象 8 に応じた管電流調節はオートミリアンペア (auto mA) とも呼ばれる。

【0 0 4 2】

管電流調節を行うために、対象 8 のプロジェクションを計測する。プロジェクションの計測は、図 7 に概念的に示すように、対象 8 についてX線ビーム 4 0 0 により例えば 0° (サジタル (sagittal)) 方向および 90° (ラテラル (lateral)) 方向から透視撮影してそれぞれプロジェクションを求める。以下、このような透視撮影をスカウト (scout) 撮影ともいう。

【0 0 4 3】

これらプロジェクションについて、プロジェクションエリア (projection area) を次式によってそれぞれ計算する。計算はデータ処理装置 6 0 によって行われる。以下同様である。

【0 0 4 4】

【数 4】

$$\text{projection_area} = \sum_{i=1}^{i=\text{max_ch}} \text{proj}_{0\text{deg } i} \quad (1)$$

【0 0 4 5】

【数 5】

$$\text{projection_area} = \sum_{i=1}^{i=\text{max_ch}} \text{proj}_{90\text{deg } i} \quad (2)$$

【0 0 4 6】

ここで、

i : チャンネル番号

proj_{0deg} i : サジタル方向のチャンネルごとのプロジェクションデータ

proj_{90deg} i : ラテラル方向のチャンネルごとのプロジェクションデータ

プロジェクションエリアは (1) 式または (2) 式のいずれで計算しても同一値となる。

【0 0 4 7】

サジタル方向のプロジェクションおよびラテラル方向のプロジェクションについて、それらの中央部の値を次式によってそれぞれ計算する。

【0 0 4 8】

【数 6】

$$\text{proj_0deg} = \sum_{i=\text{cent}-49}^{i=\text{cent}+50} \text{proj}_{0\text{deg } i} \quad (3)$$

【0 0 4 9】

【数 7】

$$\text{proj_90deg} = \sum_{i=\text{cent}-49}^{i=\text{cent}+50} \text{proj}_{90\text{deg } i} \quad (4)$$

【0050】

ここで、

$cent + 50$: 中心チャンネル番号に 50 を加えた番号

$cent - 49$: 中心チャンネル番号から 49 を引いた番号

以下、 $proj_0deg$ をサジタル中央値ともいい、 $proj_90deg$ をラテラル中央値ともいう。

【0051】

これら中央値を用いて、対象 8 の断面を楕円と見なしたときのオーバルレシオを計算する。オーバルレシオは次式で与えられる。

【0052】

【数 8】

$$oval_ratio = \frac{\sum_{i=cent-49}^{i=cent+50} proj_{90deg} i}{\sum_{i=cent-49}^{i=cent+50} proj_{0deg} i} \quad (5)$$

【0053】

なお、オーバルレシオは 1 以上の値となるように分子および分母を配置する。したがって、例えば頭部等のようにサジタル中央値がラテラル中央値よりも大きいときは、上式とは逆に、サジタル中央値を分子としラテラル中央値を分母とする。サジタル中央値およびラテラル中央値は、値が大きい方が楕円の長軸に相当し値が小さい方が短軸に相当する。

【0054】

プロジェクションは、サジタル方向またはラテラル方向のいずれか一方から透視撮影したものだけを得るようにしてもよい。その場合は、プロジェクションエリアは透視撮影の方向に応じて (1) 式または (2) 式のいずれかによって求められ、プロジェクションの中央値も透視撮影の方向に応じて (3) 式または (4) 式のいずれかによって求められる。

【0055】

プロジェクションエリア、サジタル中央値およびラテラル中央値の関係は次式

で与えられる。

【0056】

【数9】

$$\text{projection_area} = (\text{proj_0deg} \times \text{proj_90deg}) \times S + I \quad (6)$$

【0057】

ここで、

S : オーバル係数 (oval coefficient)

I : オーバルオフセット (oval offset)

したがって、プロジェクションエリア、サジタル中央値およびラテラル中央値のうちいずれか2つが判明しているとき、他の1つは計算によって求めることができる。

【0058】

いずれか一方からの透視撮影によって、プロジェクションエリアと一方の中央値が判明しているとき、他方の中央値は次式によって求められる。

【0059】

【数10】

$$\text{proj_orthogonal} = \frac{\text{projection_area} - I}{\text{proj_measure} \times S} \quad (7)$$

【0060】

ここで、

proj_measure : 計測によって判明している中央値

したがって、オーバルレシオは、proj_measure がサジタル中央値であるときは

【0061】

【数 1 1】

$$\text{oval_ratio} = \frac{\text{proj_orthogonal}}{\text{proj_measure}} \quad (8)$$

【0 0 6 2】

で与えられ、

proj_measure がラテラル中央値であるときは

【0 0 6 3】

【数 1 2】

$$\text{oval_ratio} = \frac{\text{proj_measure}}{\text{proj_orthogonal}} \quad (9)$$

【0 0 6 4】

で与えられる。ただし、この場合も、分母および分子をオーバルレシオが 1 以上となるように配置することはいうまでもない。

【0 0 6 5】

再構成画像の品質はイメージSD (image standard deviation) で表される。対象の断面が円形であるときのイメージSDは、所定の基準線量の下ではプロジェクションエリアの関数であり、次式で与えられる。

【0 0 6 6】

【数 1 3】

$$\text{image_SD} = \alpha + \beta \times \text{projection_area} + \gamma \times \text{projection_area}^2 \quad (10)$$

【0 0 6 7】

ここで、

α , β , γ : 管電圧 (kV) 等に依存する定数

対象の断面が楕円となるときは、イメージSDはオーバルレシオに応じて変わる。プロジェクションエリアを一定としたとき、オーバルレシオとイメージSDの変化率との関係は次式で与えられる。

【0 0 6 8】

【数 1 4】

$$SD_ratio = A+B \times oval_ratio^2 \quad (11)$$

【0 0 6 9】

ここで、

A, B : 定数

図 8 に、(11) 式の関係を図によって示す。同図に示すように、オーバーレシオが 1 のとき SD レシオは 1 となる。すなわち、断面が円の場合はイメージ SD は変わらない。

【0 0 7 0】

このような関係から、対象の断面が楕円となるときは、次式によって断面形状に対応した修正イメージ SD を求める。

【0 0 7 1】

【数 1 5】

$$image_SD' = image_SD \times SD_ratio \quad (12)$$

【0 0 7 2】

この修正イメージ SD は、基準線量で対象 8 を撮影したときの再構成画像のイメージ SD の予測値となる。再構成画像についてはイメージ SD の目標値が予め定められているので、それを満足する画像が得られるような線量にしなければならない。

【0 0 7 3】

イメージ SD の予測値と基準線量、および、イメージ SD の目標値と必要線量の関係は次式で与えられる。

【0 0 7 4】

【数 1 6】

$$\frac{image_SD_{target}}{image_SD_{predicted}} = \sqrt{\frac{mAs_{reference} \times thickness_factor}{mAs_{scan}}} \quad (13)$$

【 0 0 7 5 】

ここで、

$image_SD_{target}$: イメージSDの目標値

$image_SD_{predicted}$: イメージSDの予測値 ($= image_SD'$)

$mAs_{reference}$: 基準線量

mAs_{scan} : 必要線量

であり、また、

【 0 0 7 6 】

【数 1 7】

$$thickness_factor = \frac{10.0}{thickness(mm)} \quad (14)$$

【 0 0 7 7 】

である。

なお、 $thickness$ は対象8のアイソセンタ ($isocenter$) におけるX線ビーム400の厚みである。

【 0 0 7 8 】

(13) 式から、必要線量が下記のように求まる。

【 0 0 7 9 】

【数 1 8】

$$mAs_{scan} = \frac{mAs_{reference} \times thickness_factor}{\left[\frac{image_SD_{target}}{image_SD_{predicted}} \right]^2} \quad (15)$$

【 0 0 8 0 】

したがって必要線量に対応した管電流が下記のように求まる。

【 0 0 8 1 】

【数 1 9】

$$mA_{scan} = \frac{mAs_{scan}}{scan_tim(sec)} \quad (16)$$

【0082】

ここで、scan_time は本装置のスキャンタイムすなわち X 線照射・検出装置が 1 回転する時間である。

【0083】

図 9 に、以上のようなスカウト撮影から管電流計算までの動作のフロー (flow) 図を示す。同図に示すように、ステップ (step) 502 でスカウト撮影が行われる。スカウト撮影により、対象 8 が体軸方向の所定の範囲にわたってサジタルおよびラテラル両方向からのあるいはいずれか一方からの透視撮影を行い、体軸上の各位置ごとのプロジェクションを獲得する。

【0084】

次に、ステップ 504 で、ローカライズ (localize) が行われる。ローカライズとは、スカウト撮影によって得られた透視像について、体軸上にスキャン開始点と終了点を設定することである。これによって、撮影範囲の長さが決まり、ヘリカルスキャンを行う場合は 1 ピッチごとのスキャン位置が定まる。ローカライズは操作装置 70 を通じて使用者によって行われる。

【0085】

次に、ステップ 506 で、イメージ SD 目標値入力が行われる。この入力も操作装置 70 を通じて使用者により行われる。なお、イメージ SD 目標値として本装置に予め記憶されている標準値を用いる場合は入力を省略 (デフォルト: default) してよい。

【0086】

次に、ステップ 508 で、イメージ SD 計算が行われる。イメージ SD を計算するにあたり、まずプロジェクションエリアを求める。サジタル方向およびラテラル方向からスカウト撮影した場合は (1) 式および (2) 式によってそれぞれプロジェクションエリアを求め、いずれか一方からスカウト撮影した場合は、そ

の方向に応じて(1)式または(2)式によってプロジェクションエリアを求める。そして、プロジェクションエリアを用いて(10)式によりイメージSDを計算する。イメージSDの計算はヘリカルスキャンの1ピッチごとに行う。以下の各値の計算も同様である。

【0087】

次に、ステップ510で、修正イメージSD計算が行われる。修正イメージSDの計算に先立って、(3)式および(4)式によってサジタル中央値およびラテラル中央値をそれぞれ求め、(5)式によってオーバルレシオを求める。あるいは、(3)式または(4)式によってサジタル中央値またはラテラル中央値を求め、(7)式によってラテラル中央値またはサジタル中央値を求め、(8)式または(9)式によってオーバルレシオを求める。オーバルレシオを用いて(11)式によってSDレシオを求め、そのSDレシオを用いて(12)式によって修正イメージSDを計算する。

【0088】

次に、ステップ512で、線量計算が行われる。線量計算は(15)式によって行われる。この式においては、image__SDtargetとして、ステップ506で入力されたイメージSD目標値が用いられ、image__SDpredictedとして、上記のようにして求められた2種類の修正イメージSDがそれぞれ用いられる。これによって、2種類の線量が計算される。

【0089】

次に、ステップ514で、管電流計算が行われる。管電流計算は(16)式によって行う。図10に、そのようにして計算された管電流の一例を実線によって示す。同図に示すように、体軸上の各位置ごとに管電流が求められる。なお、破線によって示された管電流については後述する。次に、ステップ516で、このような管電流の計算値をメモリに記憶する。このようにして、ヘリカルスキャンの各ピッチについて、管電流が記憶される。

【0090】

本装置の総合的な動作を説明する。図11は、本装置の総合的な動作のフロー図である。同図に示すように、ステップ602で、被曝線量の上限值を設定する

ことが行われる。この設定は、使用者により表示装置 6 8 および操作装置 7 0 を通じて行われる。表示装置 6 8 および操作装置 7 0 からなる部分は、本発明における設定手段の実施の形態の一例である。

【0091】

被曝線量は DLP (Dose Length Product) として設定される。DLP の単位は $\text{mGy} \cdot \text{cm}$ (ミリグレイ・センチメートル) である。DLP の上限値として、例えば、 $300 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ が設定される。以下、DLP の上限値を DLP_u ともいう。

【0092】

次に、ステップ 604 で、撮影プロトコル (protocol) 設定が行われる。オートミリアンペアを採用した場合は、プロトコル設定は図 9 に示したような動作によって行われる。オートミリアンペアにより、対象 8 に応じた管電流が設定される。オートミリアンペアを採用しない場合は、使用者が所望する撮影プロトコルが設定され、管電流も所望の値に設定される。

【0093】

次に、ステップ 606 で、被曝線量の予測値を計算することが行われる。被曝線量の予測値の計算は、管電流の設定値に基づいて行われる。すなわち、管電流の設定値に基づいて、まず、CTDI_{vol} (CT Dose Index volume) が計算される。管電流に基づく CTDI_{vol} の計算は、所定のアルゴリズム (algorithm) によって行われる。あるいは、ファントム (phantom) 等を用いて予め測定した、CTDI_{vol} と管電流の関係から求められる。CTDI_{vol} の単位は mGy である。この CTDI_{vol} に、体軸方向の撮影長さを乗じることによって、被曝線量の予測値が求まる。以下、被曝線量の予測値を DLP_c とする。

【0094】

なお、被曝線量の上限値は DLP の代わりに CTDI_{vol} で設定してもよい。その場合、被曝線量の予測値も CTDI_{vol} として求める。CTDI_{vol} の上限値および予測値はそれぞれ CTDI_{vol}_u および CTDI_{vol}_c となる。

【 0 0 9 5 】

次に、ステップ 6 0 8 で、予測値が上限値より大きいかが判定される。予測値が上限値より大きいときは、ステップ 6 1 0 で、管電流修正が行われる。管電流がオートミリアンペアによって設定されたものであるとき、管電流の修正は、次式によって行われる。

【 0 0 9 6 】

【数 2 0】

$$I' = I \cdot (DLPu / DLPc)^{1/2}$$

【 0 0 9 7 】

または、

【 0 0 9 8 】

【数 2 1】

$$I' = I \cdot (CTDIvolu / CTDIvolc)^{1/2}$$

【 0 0 9 9 】

ここで、I はオートミリアンペアによって設定された管電流すなわち修正前の管電流であり、I' は修正後の管電流である。このような修正により、図 1 0 に実線で示したオートミリアンペアによる管電流は、例えば、同図に破線で示すように修正される。

【 0 1 0 0 】

管電流 I がオートミリアンペアによらずに設定されたものであるときは、管電流の修正は、次のようにして行われる。すなわち、上限値 D L P u を撮影長さで除算して C T D I v o l を求め、この C T D I v o l に基づいて、上記のアルゴリズムによる逆算によって管電流を求める。あるいは、予め測定された C T D I v o l と管電流の関係に基づいて管電流を求める。なお、上限値が C T D I v o l で設定されたときは、撮影長さで除算することなく、C T D I v o l から管電流が求められる。以上のステップ 6 0 6 ～ 6 1 0 の処理を行うデータ処理装置 6 0 は、本発明における調節手段の実施の形態の一例である。

【0101】

なお、管電流の修正は、次式によって行うようにしてもよい。これによって管電流修正を簡便に行うことができる。

【0102】

【数22】

$$I' = I \cdot (DLP_u / DLP_c)$$

【0103】

または、

【0104】

【数23】

$$I' = I \cdot (CTDI_{volu} / CTDI_{volc})$$

【0105】

次に、ステップ612で、スキャンを行う。スキャンには上記のようにして修正された管電流が用いられる。これによって、被曝線量が上限値を超えないスキャンを行うことができる。なお、予測値が上限値を超えないときは無修正の管電流が用いられ、被曝線量が上限値を超えないスキャンが行われる。次に、ステップ614で、画像再構成が行われる。再構成画像が、ステップ616で、表示装置68に表示されまたメモリに記憶される。

【0106】

以上、ヘリカルスキャンを行う例について説明したが、ヘリカルスキャンのみに限らず、アキシアルスキャンを行う場合も上記の手法により同様な効果が得られることはいうまでもない。

【0107】

図12にX線CT装置のブロック図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。図12において、図1に示した部分と同様の部分は同一の符号を付して説明を省略する。

【0108】

本装置は、通信インタフェース72を備えている。通信インタフェース72は、外部の通信ネットワーク（network）とデータ処理装置60の間に介在する。データ処理装置60は通信インタフェース72を通じて外部とデータ通信を行う。

【0109】

図13に、本装置が属する医用画像ネットワークのブロック図を示す。同図に示すように、イメージサーバー（image server）802と複数のX線画像撮影装置812, 814, ..., 81nが通信回線820で接続され、医用画像ネットワークを構成している。X線画像撮影装置81i（i: 2, 4, ..., n）は、例えばX線CT装置である。なお、それに限らずX線透視撮影装置等、X線を用いて撮影を行う適宜の撮影装置であってよい。

【0110】

イメージサーバー802は、各X線画像撮影装置81i（i: 2, 4, ..., n）で撮影した画像およびその付帯情報を保管する。それらの情報は、各X線画像撮影装置81iによってアクセス（access）可能になっている。イメージサーバー802と別なイメージサーバー902が通信回線で接続されているときは、各X線画像撮影装置81iはそれにもアクセス可能である。イメージサーバー802, 902は、本発明におけるサーバーの実施の形態の一例である。

【0111】

本装置はイメージサーバー802（あるいは902、または両方）にアクセスして特定の患者の過去の情報を取得し、それに基づいて、その患者がこれまでに被曝したX線の線量を計算して表示装置68に表示することができるようになっている。

【0112】

すなわち、図14のフロー図に示すように、ステップ702で患者情報入力が行われると、データ処理装置60は、ステップ704で過去の撮影データを取得することを行い、ステップ706で被曝量計算を行う。これによって、例えば、過去1年間の被曝線量が求められ、ステップ708で表示される。

【0 1 1 3】

ステップ704および706の処理を行うデータ処理装置60は、本発明における計算手段の実施の形態の一例である。ステップ708の表示を行う表示装置68は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。

【0 1 1 4】

したがって、本装置の使用者は患者のこれまでの被曝線量を知ることができる。この被曝線量を今後の撮影の参考データとして有効利用することにより、患者の被曝線量の総量を低減することができる。

【0 1 1 5】

以上、好ましい実施の形態の例に基づいて本発明を説明したが、本発明が属する技術の分野における通常の知識を有する者は、上記の実施の形態の例について、本発明の技術的範囲を逸脱することなく種々の変更や置換等をなし得る。したがって、本発明の技術的範囲には、上記の実施の形態の例ばかりでなく、特許請求の範囲に属するすべての実施の形態が含まれる。

【0 1 1 6】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、被曝線量の低減を可能にするX線制御方法、および、そのような方法でX線制御を行うX線画像撮影装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】

X線検出器の模式図である。

【図3】

X線検出器の模式図である。

【図4】

X線照射・検出装置の模式図である。

【図5】

X線照射・検出装置の模式図である。

【図 6】

X線照射・検出装置の模式図である。

【図 7】

スカウト撮影の概念図である。

【図 8】

オーバルレシオとSDレシオの関係を示すグラフである。

【図 9】

本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

【図 1 0】

体軸上のX線照射位置と管電流の関係を示す図である。

【図 1 1】

本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

【図 1 2】

本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 1 3】

医用画像ネットワークのブロック図である。

【図 1 4】

本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

【符号の説明】

2 走査ガントリ

2 0 X線管

2 2 コリメータ

2 4 X線検出器

2 6 データ収集部

2 8 X線コントローラ

3 0 コリメータコントローラ

3 4 回転部

3 6 回転コントローラ

4 撮影テーブル

6 操作コンソール

6 0 データ処理装置

6 2 制御インタフェース

6 4 データ収集バッファ

6 6 記憶装置

6 8 表示装置

7 0 操作装置

8 対象

4 0 0 X線ビーム

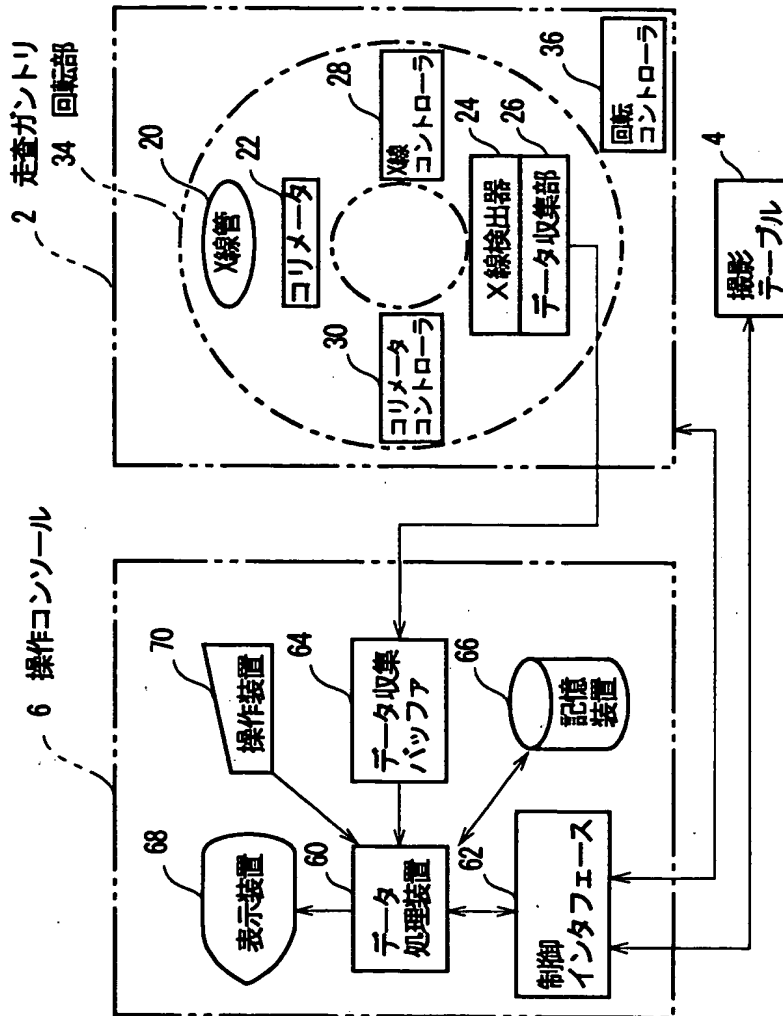
8 0 2, 9 0 2 イメージサーバー

8 1 2 ~ 8 1 n X線画像撮影装置

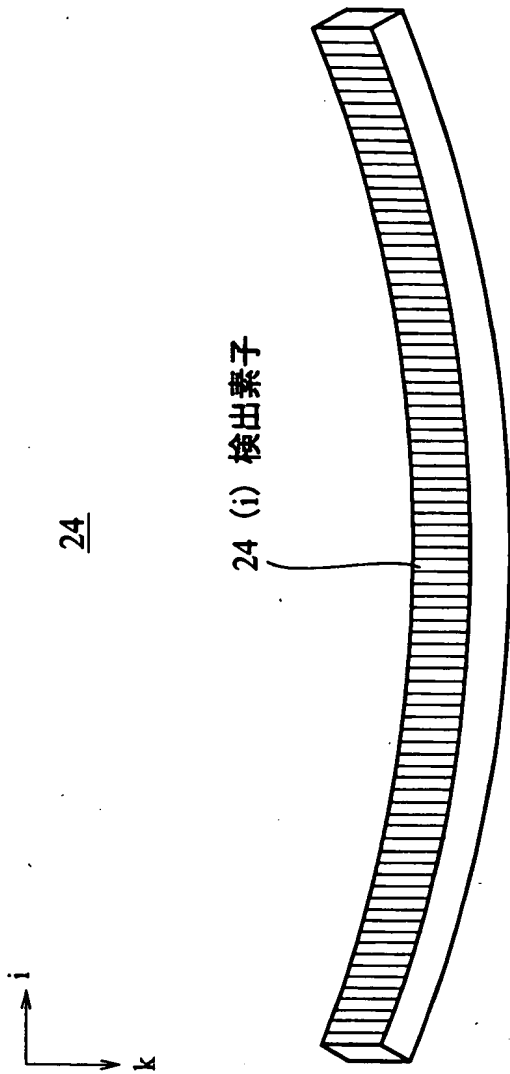
8 2 0 通信回線

【書類名】 図面

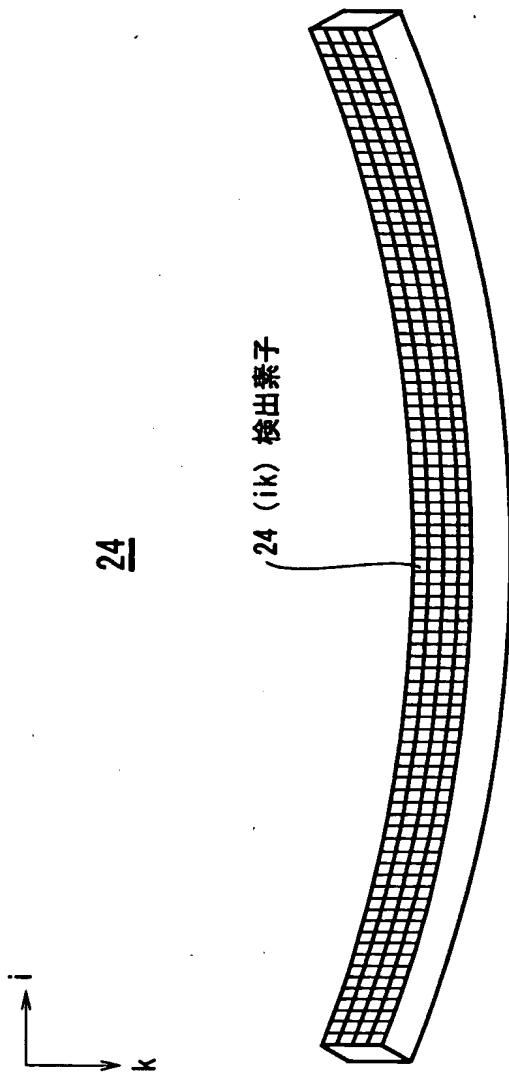
【図 1】



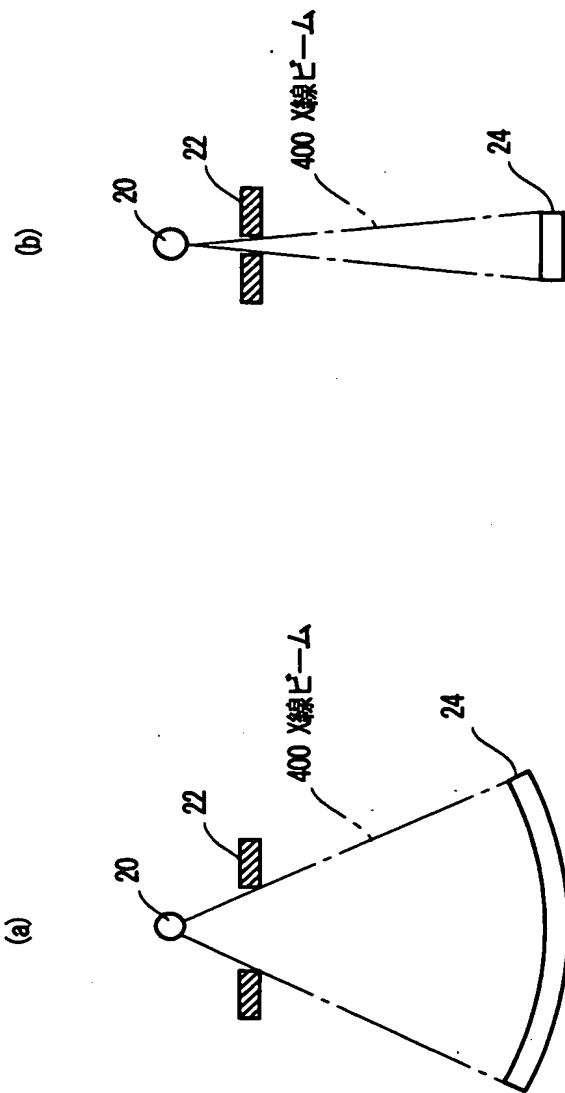
【図 2】



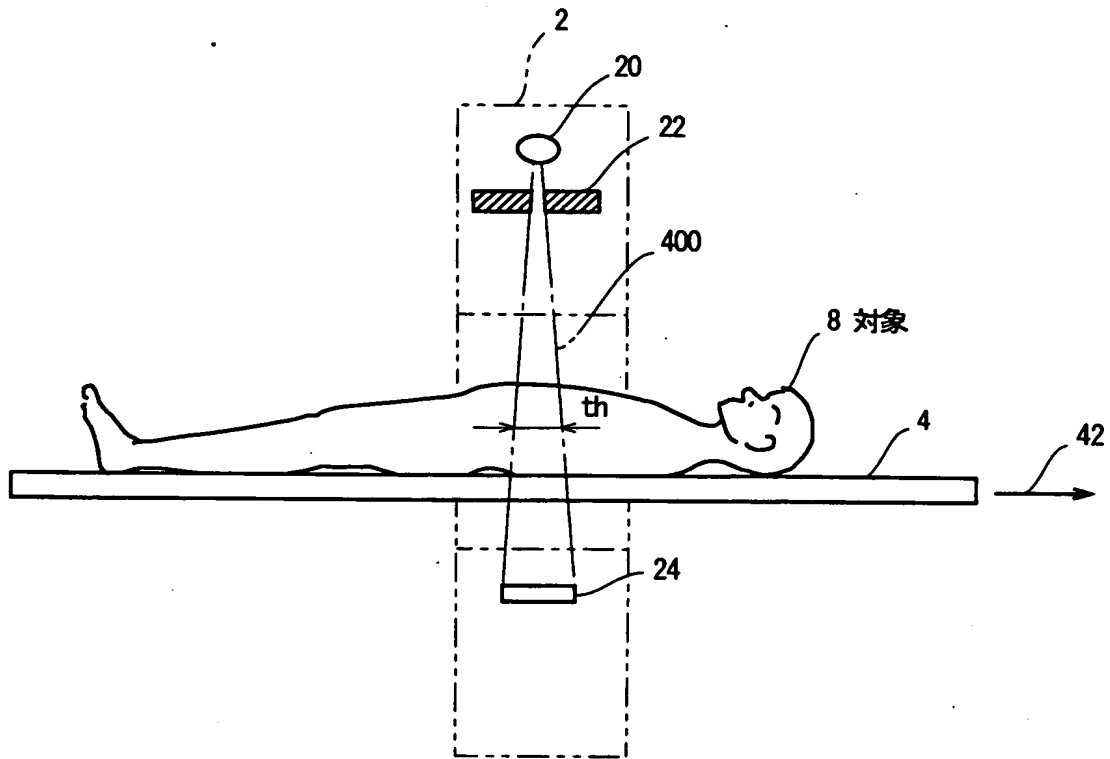
【図 3】



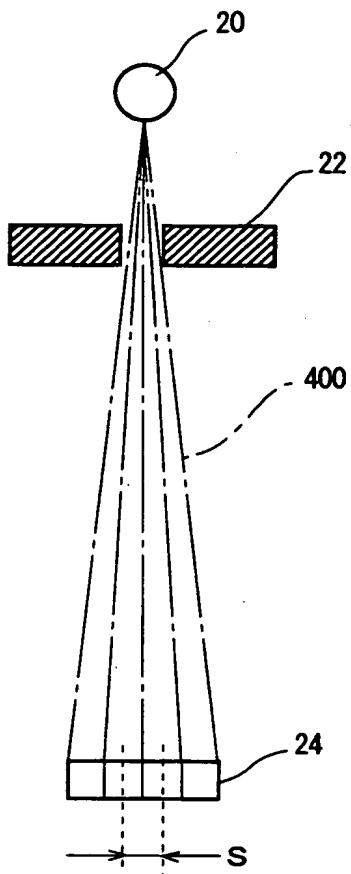
【図 4】



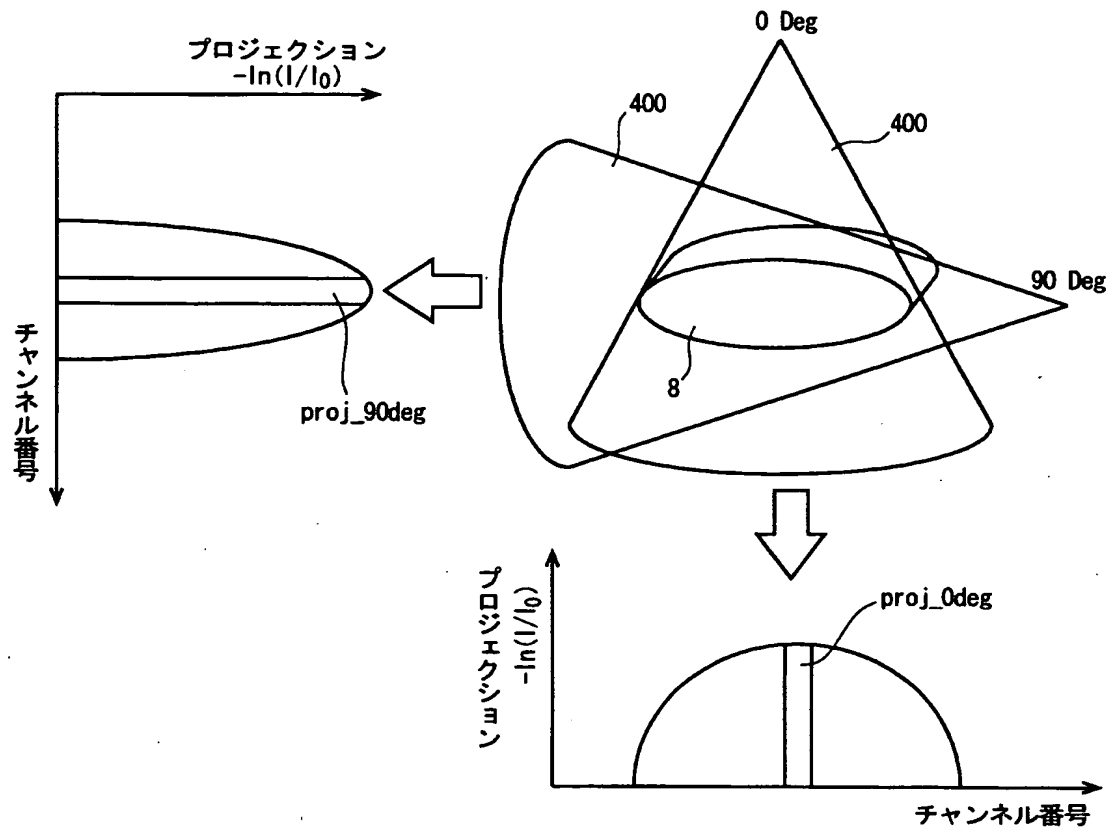
【図 5】



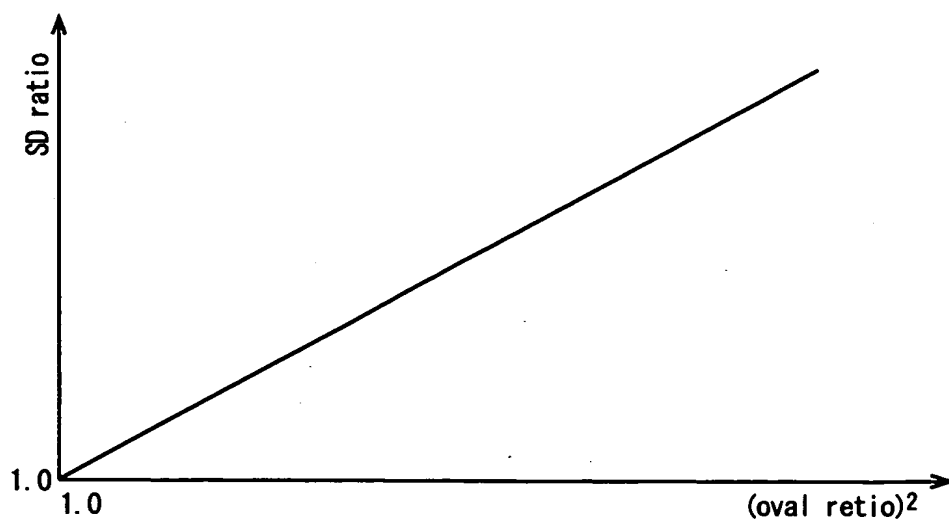
【図 6】



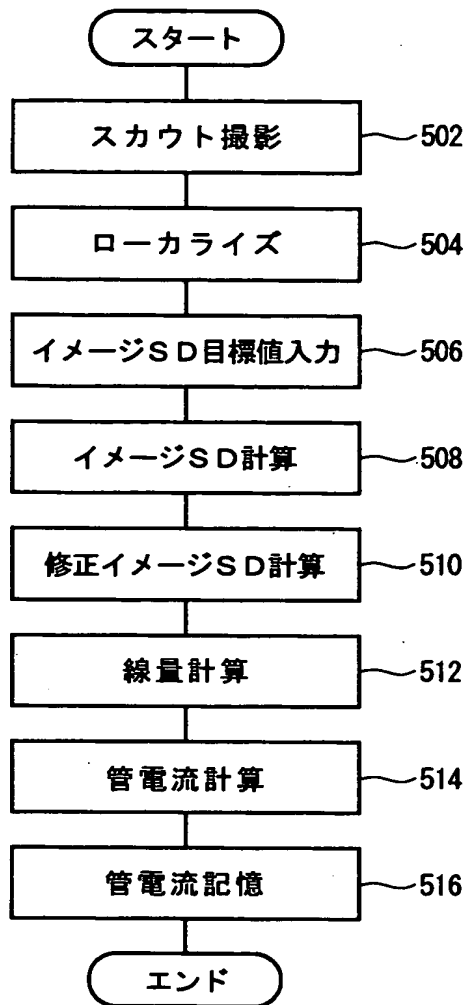
【図 7】



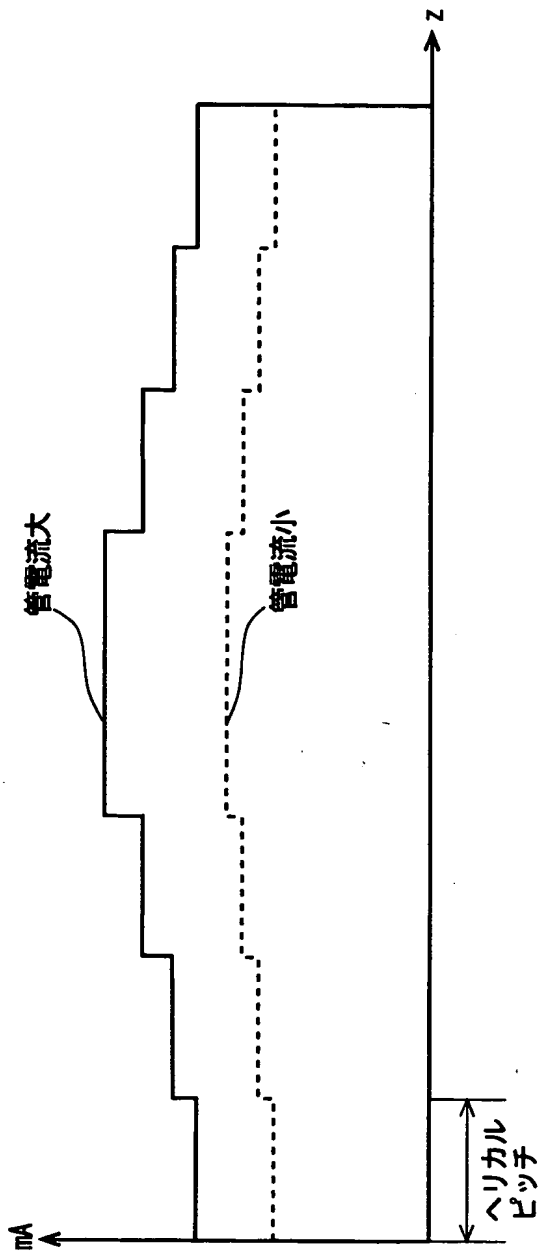
【図 8】



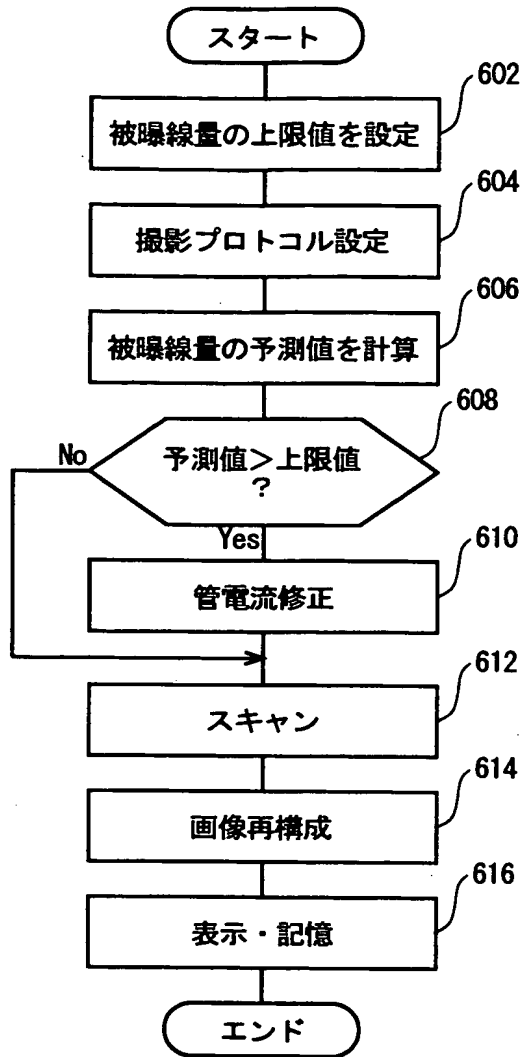
【図 9】



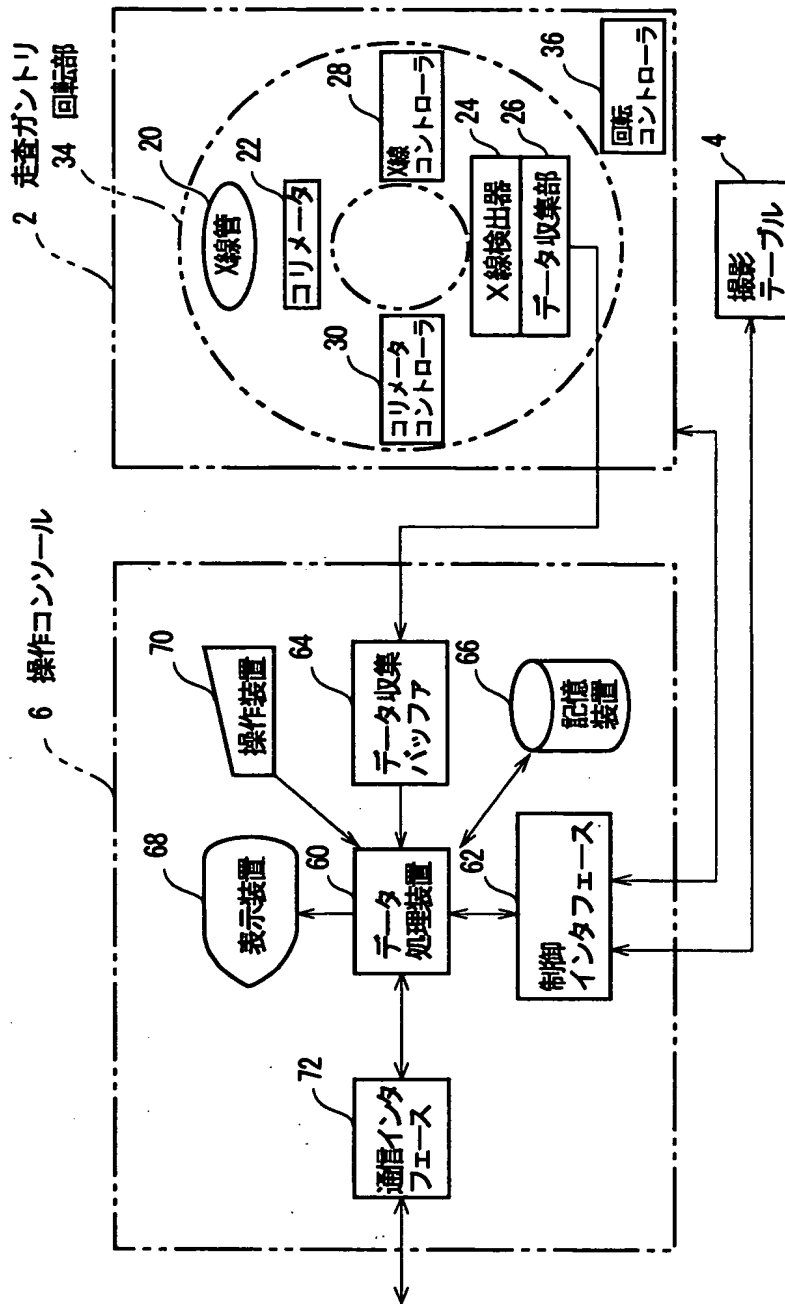
【図 1 0】



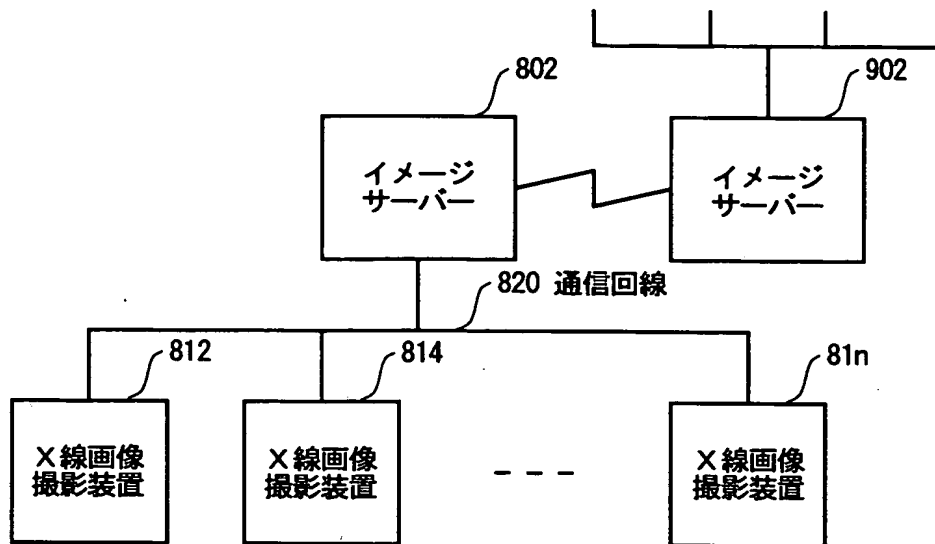
【図 1 1】



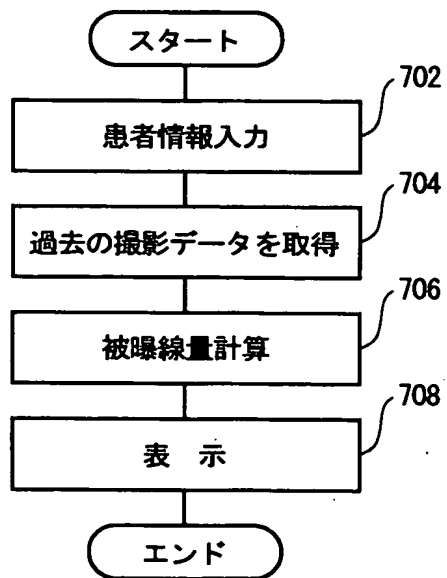
【図 12】



【図 1 3】



【図 1 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 被曝線量の低減を可能にするX線制御方法、および、そのような方法でX線制御を行うX線画像撮影装置を実現する。

【解決手段】 X線検出信号に基づいて画像を生成するX線画像撮影装置のためのX線制御方法において、撮影の対象についてX線の被曝線量の上限値を設定し（602）、被曝線量が上限値を超えないようにX線管の管電流を調節する（606～610）。管電流の調節は、撮影プロトコルに基づいて被曝線量の予測値を求め、予測値が前記上限値を超えるととき撮影プロトコルにおける管電流設定値を変更することによって行う。

【選択図】 図11

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [300019238]

1. 変更年月日 2000年 3月15日

[変更理由] 名称変更

住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ
・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・71
0・3000

氏 名 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー
・カンパニー・エルエルシー